

Q58 水路航行 (上)

(2) 金 融 特 殊 企 业 (A)

《中華書局影印》

特許平7-504823

第二編

《中国古典文学名著集成》总主编：叶圣陶

63 / 80

A 618 6/11
S/8246
S/838

卷之三

卷之三

14

8825 ~ 85

8828-457

8538 87-323

3 5 8 2

卷之三

• 28 •

卷之三十一

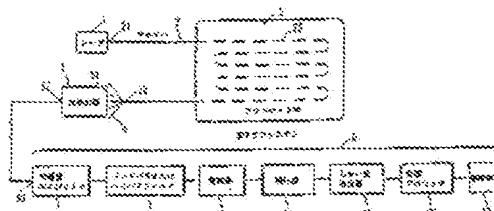
(21) 出願番号	特許平3-510299
(22) 出願日	平成4年(1992)12月4日
(24) 銀政文書提出日	平成5年(1993)6月5日
(26) 国際出願番号	PCT/U.S92/19334
(37) 國際公開號	WO93/11563
(37) 國際公開日	平成5年(1993)6月10日
(31) 獨先権主張番号	8002, 856
(32) 獨特日	1991年12月8日
(33) 獨先権主張地	米國(U.S.)
(34) 獨先権主張範	975, 853
(35) 獨先日	1992年11月16日
(36) 獨先権主張地	米國(U.S.)

(71)出願人 アラメット・コーポレーション
アメリカ合衆国、カリフォルニア州
84328、ポートラ・パレー、ワイローブル
ック、ドライブ 118
(72)発明者 ナフアーレイト、アントニオ・ビー
アメリカ合衆国、カリフォルニア州
98132、サン・ホセ、テラ、ノーブル
1058
(73)発明者 ローリン、エリック・ジー
アメリカ合衆国、カリフォルニア州
98079、サクトラガ、モーリーン・ウエイ
29887
(74)代理人 代理主 錦江 武蔵 (外3名)

(2) 《新編の義理》　著アダム・スミス著者三條

660 [2523]

遮断されている物体に物理的に結合された光ファイバ導波体を遮って光が伝送され、光ファイバ導波体の出力におけるモーダル噪音や光検出器に供給され、フィルタ処理され、整流されて解説され、呼吸および心拍を检测する光ファイバ生息检测センサ。呼吸の検出は、整流されフィルタ処理された信号をローパスフィルタ処理し、ローパスフィルタ処理された信号の遅延しない復元することによって行われる。類似しているが別の技術が心拍を検出するために使用される。1実施例において、換気の信頼性は光検出器に供給された光の斑点点数をほぼ50%まで減少し、それによってモーダル噪音電流を最大にすることによって高められる。別の実施例において、光検出器は光ファイバ導波体からの光のはばく／さだけ分離して照明された2つの半分を有する。光検出器の半分の出力は演算増幅器の出力および負の入力に供給され、それによって共通モードのノイズは取除かれ、モーダル噪音電流およびしたがってモーダル噪音検出の感度が高められる。



を述べた。

3.3. 前記光検出器手段は、

前記端子が走る前記端点バターンによって説明されるように前記光ファイバ導体に對向して配置され、前記電子に入射した光の强度バターンの波形半分をそれぞれ表す1対の出力を生成する前記の光導電素子と、

前記波数の光導電素子によって生成された各出力に結合された1対の出入力および前記波数の光導電素子によって生成された出力間の差を表す差信号である出力を有し、前記端子が前記端制手段に供給される前記端子を含んでいる請求項3、3.4、2.9またはそのいずれか1項記載のものと。

3.1. 前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝達された光の周波数の33MHz±100KHzを受けるように導波路出力端部から離されて位置されている請求項より記載のものと。

3.2. 前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝達された光の周波数の4.5MHz±100KHzを受けるように導波路出力端部から離されて位置されている請求項より記載のものと。

3.3. 前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝達された光の周波数の5.6MHz±100KHzを受けるように導波路出力端部から離されて位置されている請求項より記載のものと。

3.4. 伝達された光の周波数の33MHz±100KHzの範囲まで前記端制手段は供給された光の周波数の数を減少するための前記光ファイバ導体の出力端部に結合されたフィルタ手段を含んでいる請求項2.9記載のものと。

本発明は前記手段を含む前記端子を含み、前記光検出器手段は、

心拍音等が強調的な内容を有している医療機械中の信号を濾過するためのバンドパスフィルタ手段と、

前記バンドパスフィルタ手段を通過した信号がもともと経て居た時を検出するための相位差計と、

前記相位差計によって検出された信号に該当して心拍を示す前記信号を生成するためのアダマツ手段と、

心拍を示す前記信号の差分と、心拍を示す前記信号が差常に偏心からの多様性を示した場合の差幅との少なくとも一方を生成するための長余弦波とを具備している光ファイバ導体手段と。

3.5. 前記相位差計と、

前記バンドパスフィルタ手段を前に通過した信号の平均電位をそれを数個のピーク検出を実現するための手段と、

平均電位られた際の平均されたピーク検出は等しくしかし波を検出する手段とを具備している請求項3.4記載のものと。

3.6. 前記パワー検定手段は呼吸信号および心拍信号が最大内容およびその内訳として、心拍信号を有する中心周波数 $f_{\text{心}}$ を有するバンドパスフィルタやおよび整流器を含み、

前記心拍検出手段の第2のバンドパスフィルタ手段はもとより内訳1.6以上の周波信号を有している請求項3.4記載のものと。

4.0. 前記パワー検定手段のバンドパスフィルタより5.6MHz±2.0KHzの周波信号を有している請求項3.4記載のものと。

特許号7-504828(4)

3.7. 前記フィルタ手段は、前記光検出器手段に供給された光の周波数の数を1.5倍以上に減少させる請求項3.9記載のものと。

3.8. 前記フィルタ手段は、前記光検出器手段に供給された光の周波数の数を1.5倍以上に減少させる請求項3.9記載のものと。

3.9. 光源と、

入力端部、出力端部、及び前記入力および出力端部の中間に感知部分を含み、前記入力端部で前記光源からの光を受けるように位置された光ファイバ導体と、

前記感知部分が連通するよう組合せられ、監視されている液体の透度を检测するための導管手段と、

前記感知部分の透度に応答してバターン変化する光の强度バターンを受けるように前記出力端部に近接して位置されており、前記强度バターンの変化を認知する装置を生成する光検出器手段と、

正常な呼吸および心拍運動を示す基準信号を識別し、正常な呼吸および心拍運動からの偏差を示す检测信号を生成する检测手段とを具備し、

この检测手段は、

前記光検出器手段によって生成された信号における呼吸に関連した周波数帯域中のパワー値を示すバー検索を実施するためのパワー検定手段と、

前記检测手段の检测を示す信号を前記パワー検定手段と、前記检测手段の检测を示す信号を出力するための前記パワー検定

4.1. 前記光検出器手段は出力端部において伝達された光の周波数の24MHz±100KHzを受けるように前記導体出力端部から離されて位置された第一の導体端部を含んでいる請求項3.7、3.8またはそのいずれか1項記載のものと。

4.2. 第一の導体端部を含む前記光検出器手段と、

伝達された光の周波数の24MHz±100KHzの範囲に前記光検出器手段に供給された光の周波数の数を減少するための前記光ファイバ導体の出力端部に結合されたフィルタ手段とを組んでいく請求項3.7、3.8またはそのいずれか1項記載のものと。

4.3. 前記光検出器手段は、

心拍信号が光の前記强度バターンによって説明されるように前記光ファイバ導体に對向して配置され、前記電子に入射した光の强度バターンの波形半分をそれぞれ表す1対の出力を生成する後続の光導電素子と、

前記複数の光導電素子によって生成された各出力に結合された1対の出入力および前記波数の光導電素子によって生成された出力間の差を表す差信号である出力を有し、前記端子が前記端制手段に供給される前記端子を含んでいる請求項3.7、3.8またはそのいずれか1項記載のものと。

4.4. 前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝達された光の周波数の33MHz±100KHzを受けるように導波路出力端部から離されて位置されている請求項3.4記載のものと。

4.5. 前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝達された光の周波数の5.6MHz±100KHzを受けるように導波路出力端部から離されて位置されている請求項3.4記載のものと。

4.6. 前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝達された光の周波数の5.6MHz±100KHzを受けるように導波路出力端部から離されて位置されている請求項3.4記載のものと。

発表平ア-504628 (5)

より、前記複数の光導電素子は、前記出力端部において遮蔽された光の端点の45乃至70%を受けるように構成移出力端部から離されて位置されている請求項4の記載のやう。

より、伝送された光の端点の45乃至70%の範囲まで前記光導出器表面は遮蔽された光の端点の数を減少するための前記光ファイバ導体の出力端部に結合されたフィルタ手段を含んでいる請求項4の記載のやう。

より、前記フィルタ手段は、前記光導出器表面に伝送された光の端点の数を45乃至70%に減少させる請求項4の記載のやう。

より、前記フィルタ手段は、前記光導出器表面に伝送された光の端点の数を45乃至70%に減少させる請求項4の記載のやう。

より、光路と、

出力端部、並びに射出入口および出力端部の周囲の感度部分を含み、前記出力端部が前記光路から離れる方向を上に配置された光ファイバ導体等と、

前記感度部分が容易するようにはねられ、並列されている対象物の端部を伝送するための可動手段と、

前記感度部分の感度を変更してパターンの変化する光の端点パターンを受け取るに前記出力端部に接続して位置されており、前記端点パターンの変化を表す電気信号を生成する光検出手段と、

前記電気信号中の予め定められた変化を識別するために前記端点信号を検出する処理手段とを備構し、

この処理手段は、

前記光導出器表面によって遮蔽された端点信号における予め定められた複数端点中のパウト数を計りパウト数を生成するためのパウト検出手段と、

前記予め定められた端点を示す信号を前記パウト信号から抽出するための抽出パウト検出手段に結合された信号手段を含み、この抽出手段は、

予め定められた変化が簡便な内容を有している予め定められた複数端点中の信号を通過するためのフィルタ手段と、

前記フィルタ手段を通過した信号がしきい値を超えた時を検出するためのしきい値手段と、

前記しきい値手段によって検出された信号に基づいて前記予め定められた変化を示す前記端点を生成するためのアラーム手段と、

予め定められた変化を示す前記端点の表示と、前記端点が予め定められた範囲から離れて示した場合の警報と歩道とも一方を生成するための指示手段とを具備している光ファイバ導体等と、

より、前記しきい値手段は、前記フィルタ手段によって抽出された信号の最大および最小レベル間で感度として表示するしきい値を生成する速いしきい値検出器を具備している請求項1の記載のやう。

より、前記速いしきい値手段は、フィルタ手段によって出力された前記信号が既定の最大レベルを越えるか、または既定の最小レベルより下に低下した時は常にフィルタ手段によって

出力された信号のレベルにおいて前記最大および最小レベルを新しいレベルに再設定し、その後予め定められた比率で前記再設定された最大レベルを減少させ、前記調整された最小レベルを増加させる請求項1の記載のやう。

より、前記光導出器手段は出力端部において伝送された光の端点の45乃至70%を受けるように前記導出器出力端部から離されて位置された半一の光波端部を含んでいる請求項2の記載のやう。

より、半一の光波端部を含む前記光導出器手段と、

伝送された光の端点の25乃至70%の範囲に前記光導出器手段に接続され光の端点の数を減少するための前記光ファイバ導体の出力端部に結合されたフィルタ手段とともにいる請求項2の記載のやう。

より、前記光導出器手段は、

前記複数の光導電素子が光の端点パターンによって遮蔽されるように前記光ファイバ導体に接続して配置され、前記素子に丸めした光の端点パターンのはじめ部分をそれぞれ接する対の出力を生成する接続の光導電素子と、

前記複数の光導電素子によって遮蔽された各出力に結合されたと前の出力および前記複数の光導電素子によって生成された出力端部の数を示す総信号である出力を有し、前記総信号が前記複数手段に接続される感度増幅手段とを含んでいる請求項3の記載のやう。

より、前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝送された光の端点の35乃至70%を受けるように構成構造内に

離されて位置されている請求項3の記載のやう。

より、前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝送された光の端点の45乃至70%を受けるように導体内部の端部から離されて位置されている請求項3の記載のやう。

より、前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝送された光の端点の45乃至70%を受けるように導体内部の端部から離されて位置されている請求項3の記載のやう。

より、前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝送された光の端点の45乃至70%を受けるように導体内部の端部から離されて位置されている請求項3の記載のやう。

より、前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝送された光の端点の45乃至70%を受けるように導体内部の端部から離されて位置されている請求項3の記載のやう。

より、前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝送された光の端点の45乃至70%を受けるように導体内部の端部から離されて位置されている請求項3の記載のやう。

より、前記複数の光導電素子は、前記出力端部において伝送された光の端点の45乃至70%を受けるように導体内部の端部から離されて位置されている請求項3の記載のやう。

明　　細　　案

光ファイバ運動音エタ

【技術分野】

本発明は、ロビーレント収納または部分的にロビーレントな光線によって照らされた第一または多モード光ファイバにおける振動を運動によって遮蔽されたモーダル音響の抽出に利用する運動を示す。特に呼吸、心拍による生体の運動を検出しして呼吸数および心拍数を決定する運動センサに関する。

【背景技術】

研究（歿後約半年までの）の最大死因は「ペジオット死」または研究突然死 syndrome（死のひる）である。医学では、一般に成人の研究は睡眠中に呼吸を停止するか（無呼吸）、或は彼等の心拍数が危険な範囲に低下し（徐脈）。また少し状態が悪化され、研究者または病院によくて送付（「あなたは2分」内に助けられたならば、これらの状態からの死が飛行されることが可能であることが認められていている。

無呼吸の多くは原因でないが、それらの原因は使用を制限する費用上の問題を生じさせる。また研究の多くは原因が原因で、原因の最も高い原因比率を有する原因がある。また研究の多くは原因で、研究者がやむなく原因されてしまうまたはその後の原因を説明することは避けられないため費用を削減する。これはまさに費用を削減する。

高精度の高いこののようなセンサが必要とされている。

【発明の説明】

したがって、本発明の主目的は、振動数が高くても費用を削減する装置を提供することである。

本発明の別の目的は、研究者の呼吸、心拍、呼吸数および心拍数を測定し監視することができる新しい高度センサを提供することである。

本発明のさらなる別の目的は、患者の呼吸または心拍のいずれかの要求を提出することができる、装置が開始されることができる研究された機能を適用する新しいセンサを提供することである。

本発明のこれらおよびその他の目的は、レーザ等のロビーレントまたは部分的にロビーレントな光線によって照らされた第一モードまたは多モードの光ファイバにおける振動を運動によって遮蔽されたモーダル音響の抽出に利用する運動を示す。その結果は、グランケット、マットレスカバー、シートカバーまたはその他の部品の他の部品の他の材料が遮蔽されても個人に密接した表面に接続されているが成るそれに結合された数メートルまたは数ナメトルのファイバを含む。ガスレーザまたはレーザダイオードからのロビーレントな光はファイバに入力端面で注入され、研究表面を最大にするために束縛構造または固定フィルタ接続がある。その後、このフィルタ接続されたレーザ光はフォトダイオードくすね

特許番号:3040322 (8)

特許登録において、(1)本件による特許登録第4,261,829号開拓者、(2)本件による第4,343,333号開拓者による(1)は、本件による第4,354,738号開拓者が登録である。

(1)は、光は運動効率を最高値として多モード光ファイバを適用した領域の周囲を遮蔽するための光ファイバ投入装置システムを構成しており、それが取りてある長さの多モード光ファイバは途中に接続され、ロビーレントな光は遮蔽された光ファイバを通って受けられ、ファイバの端点を露出する光パターングが投入者の存在を検出するためには遮蔽され、義理されてしきりに遮蔽される。

(2)は、光ファイバの出力を変換するための半波を挿入しない光ファイバ導管取出装置を構成しており、遮蔽された振動体が観察されている表面の呼吸不全の場合に警報を発する、または研究をトリガーハンマーは検出されることができることを実現している。

(3)は、遮蔽するためのおよび機械的運動のセンサとしてのモーダルドメイン光ファイバセンサを構成している。これは、振動は、絶えずおいて第一回路または第二回路を構成せよと呼びられている光ファイバの出力に超えて待つパターンを第一回路にライク処理するなどと表示してあり、カウチレバーピームのような機械的運動上への力の影響への影響を発見している。

しかしながら、脊椎技術において監視されている人物の呼吸、心拍、呼吸数および心拍数に関する情報を高い信頼度でどのように抽出するかはあまり記載されておらず、技術で

より先端的であると指摘する。すなはち、フォトダイオードは通常的には4.2メートルの距離（セル）に対するものである。すなはち距離と時間波形中の送りフィールドまたは送りフィールド波形パターングいずれかにおける光パワーを検出する。フィルタ処理は空間フィルタを後面して置かれるか、或はその代わりに強光フィルタが抽出器とファイバ出力端面との間に位置され、これは室内された光の反射率、すなはち強光フィルタによって通過される方向に遮蔽された光を遮る。この方法において、光出力端は振動および周波数スペクトルがファイバの機械的な運動に関連して変化するかを確認する。

実際には、通常の呼吸または心臓の運動はファイバにおいて小さい振動を感じさせ、抽出パターンを変化し、フォトダイオードにおいて対応した「モーダル音響」信号を生成する。この信号はほぼ恒常的な振動波形等のいずれでもなく、抽出器が遮蔽される電子回路のサイクルは存在している。一般信号振幅などとなく、また回路の複雑な複数の複数のため、この信号を基に「研究導波」と呼ぶ。抽出された研究導波が発光する振幅の測定値は、ファイバの運動の速度に比例する。したがって、研究の呼吸は抽出された研究導波の高い研究導波のパワーや周期的な実験上での増加によって特徴づけられる。他方にあって、測られた呼吸はあくまで異なる研究導波スペクトルに対する時間特性を生成し、もちろん呼吸の特徴も測定である。研究導波の周波数スペクトルにおけるこの特徴的な変化は、最初に各振動波形を電気的にトリガーハンマーで運動を開始するために使用されることがある。

特許平7-304828 (7)

無呼吸を検出することに加えて、本発明はまた不規則め、喘息め、喉頭め、喉頭めの心拍率めは不規則めでなく、遅いか、そうでなければ呼吸困難めのその後の呼吸異常を検出し、それに対する適切な警報をトリガーできることが必要である。このような別の警報は呼吸困難と喉頭めの心拍率めは不規則めと喉頭めの心拍率めは不規則めである。多動の状態めより、または複数の細胞が同時に活性化されている場合、考えられた任意の警報の導出めより複数の警報を導出めするために簡単に複数の警報が複数されることができます。

まことに、上記のタイプの装置はある正常な生物機能を監視するためには使用することができます。例えば、医療トッドルモード (Medical Mode) は該装置における正常な呼吸めが心拍の数減、および呼吸困難度または脳波めを測定されている個人からのデータを各呼吸装置に送信する呼吸装置装置に本発明の装置を組合せすることによる呼吸めより、または心拍の既時刻比較した (real-time comparison) 装置である。本発明の装置はまた睡眠障害の診断めを助けるために数据の時間に合わせて心拍数および呼吸頻度を監視するためには使用することができます。また、それは患者の活動が測定されている必要がある睡眠障害またはホームケア装置めのよう、呼吸または心拍の呼吸または不呼吸が常に測定されるためには呼吸者めを常に検出するためには使用されることもできます。

まことに、このような装置はまた入院以外の動物または複数する組織部分を持つタクシ等の車両めの車両を監視するためには使用することができます。

使用される光ファイバのキャンサ部分（すなわち、監視されている対象または個人は機械的に監視された、人力および電力資源を多く消費する構成している部分）が多くの場合、それを操作する人力資源パラメータの監視めでいる対象または個人の運動に対する感度が大きくなる。有効な情報は監視する呼吸装置中の呼吸装置が導くくなる。しかしながら、ファイバが長くなると、その導入および独立して費用がかかるので、本発明において使用される光ファイバの長さは、これらの要因のバランスによって決定される。数メートル乃至數十メートル程度の長さが適切であることが認められている。

本発明は、呼吸めより、または心拍率めが高い活性度で検出めを可能とすることができる装置または本発明の装置を含んでいた。光ファイバの出力のレーザ光は直接的または間接的または後光発生され、フォトダイオード中のセミコンダクタ素子を電流にし、使用されるセンサの設計を整備するように選択された透過率を有する1次のバンドバスフィルタに供給される総合電路信号を生成する。例えば、0.5m のノニア直径および0.1 の開口部 (N.A.) を持つ25メートルのグラスチャック総合電路信号を使用した場合は、約23瓦 (23W) の出力と約133 dB の静かな音波信号を発することができる。0.5m のノニア直径および0.1 の開口部を有する25メートルのセミコンダクタ素子を用いた総合電路信号のワットを発現した時のセンサは、約11瓦 (11W) の、最適には約30瓦 (30W) の静かな音波信号を発することが認められた。一般的な装置から、1次バンドバスの周波は呼吸

めおよび、または心拍率めが重要な内容を有する呼吸装置中の信号を通過めることである。実験的に決定めでいるように、この透過装置は適用されるセンサの周波の函数として変化する。したがって、本発明により透過装置は呼吸めおよび呼吸装置と心拍率めおよび心拍装置との間の総合パワーワーの變化が最大である呼吸装置 (breath) に基づいて決定めが可能である。透過装置は0.1Hz < f < 0.8 Hz、終点しては0.5と2.0Hzの間に設定されなければならない。ここに示す実験例において、示されたように、本発明の装置は対照的に対しても良好であり、本発明の装置は対照的に対しても良好であり、透過装置は呼吸めの範囲に基づいて適切めなければならない。

その後、1次透過装置フィルタ処理された信号は、しばしば检测回路と呼ばれる歪形装置によって検出される。その後、検出された信号は、整流された信号が0.8Hzと約2.0Hz、およそしくは0.1Hzの範囲めの信号に透過装置を有する総合電路となる次バンドバスフィルタに送られる心拍検出回路を含む2つの检测回路に供給される。2次バンドバスフィルタの出力はデータ検出器に供給され、その検出されたデータがもともと送り込まれた心拍率めの値を決定する。検出された信号はまた心拍検出回路に従事して検出された呼吸事例検出回路に供給され、0.5と2.0より下の透波数を通過するオプション的な次オーバースフィルタ、および2次のフィルタの出力における信号の最も新しい最大および最小の振幅に検出して変化する複数可変なしきい値と检测されねばならぬ。

比較されると適切なしきい値回路を含む。

その代わりとして、別の実施例は、異なる配置した最初の光ファイバによって案内められるという構造を利活用する。よく知られているように、透過装置 (breath) の各装置モード (すなわちそれを選択した方法) は、実験的に他の2つの呼吸装置の检测方向の設置した各端末に対応した2つのモードである。又實験において、ファイバの空気をヘッドのこの側面二面性は、感度が各々の检测に本質的でない場合ではこの点に關して行われているように一様に感度めが測定されている。しかしながら、ここでその検出の適性めの効率を考慮する。

光パワーワーまでの透波率ヘッドか手頭めのものにシフトするこれが可能であり、透波装置サルの透波率を透波バッテリにおいて並びさせよう。光パワーワーもまた透波装置をされたモード間で交換めることが可能である。本発明のこの実験例において、透波装置 (例えば透波バスチック透波アッフルム部) はファイバ出力端部と透波装置との間に接続される。この方法において、完全に半分のモード (透波子はあって遮断された检测を待つもの) が遮断され、別の半分は透波装置に對応する。このような操作は、例えば透波装置エリザベス・ファイバから發れる光の透波率の特性に対するまでファイバ透波装置から透波装置を離すか、または55%の透波バッテリが検出器に接するなどを選ぶするシステムを導入するか、或はファイバ出力端部と透波装置との間にいわゆる「ロッキー (Rocky) ルーリング」を接続することによる透波装置の透波アッフルタ処理等、任意の形態の透光の空間アッフルタ処理のよ

うに光セミ出力においてモードル锁定機能を発生するには等しい回路は効率的であることが解析的に認められ、実験的に確認されている。

最も知られているように、ロングホールーリングはストップ線が構成したギャップ線に等しいように平滑な不透明なストップがマークされた透明なフレート（遮蔽ガラスまたはガラスチャック）であるため、透過率は鮮明である。このようなルーラーは、実験的にラインを引く「ライン式」

（この透過率がストッププラスillaの不透明なストップが「ライン式」を構成する）の数（ショットカウト）によって检测付けられる。80ショットカウトより150ショットこれまであるロングホールーリングは、この透視において透明フィルタ检测が最もよく用いていることが認められている。このロングホールーリングの使用は実験的であり、本发明を実現するためにロングホールーリングを組合すことができるが、それを実行するこれらのシステムは、以下説明されているように直接に检测するよりは操作性や操作性が容易しているため、好みの実験室ではなく常に選択されるべきである。

本発明によると、例の実験室において、「スプリット検出器」すなわち第一のハウジング内に2つ目独立した等しい寸法の光検出器を有し、光学が強い反射的な反射によって分離されいるか、或は分離して反射された検出器が使用され、2つの反射子はそれぞれ「反射コード部隊」絶対位移検出器の+および-入力ポートにウイヤ接続される。本発明によつて、ファイバの出力端部からの光はスプリット検出器の2つ

が発明のどちらに完全な反射およびその付随的な利点は、以下の詳細な説明および取付図面を参照することによって明らかに理解されるため容易に悟られるであろう。

図1は、実験室にある実験装置および心拍センシングシステムの概念化された概要図である。

図2は、図1に示されたシステムのための別のファイバ/光検出器イングレーフィオの部分的な構造図である。

図3とは、モードル锁定を既定パターンチャートとの間の確実な照合を示したグラフである。

図4とは、よくあるように、检测されたモードル锁定と既定パターンエリミネーターとの間の照合を示したグラフである。

図5とは、図3のデータを用るために检测された检测器の構造的な配置図である。

図6とは、図5のデータを用いて検出された各回路の回路図である。

図7は、本発明の改進された呼吸および心臓センシングシステムの概念化された接続ブロック図である。

図8は、図7に示された心拍出力回路によって得られたときに検出される心拍信号を示したグラフである。

図9は、図8に示された呼吸率检测回路によって実行される呼吸もとに检测する示したグラフである。

図10は実験するための飛行コード。

装置を参照すると、同じ共振条件はいくつかの波を出して同一または対応した調子を示している。図1は、本発明によ

特許平7-504626 (②)

の部分の部分をほぼ均一に形成する。検出器は、約33%基準100%、好みしくは40%透射率、透通には約33%反射率の透通がスプリット検出器の電子を接続するようにファイバから少し離れて位置されることが有利である。したがって、スプリット検出器の一端または他の電子に達した電気エネルギーは反射検出器電子を送れた反射セルとの間の距離の増加のためにモードル锁定機能が生成されるだけでなく、スプリット検出器一方の電子上の透通と反射のものや上の透通との間の角度の実験のためには反射率もまた生成される。事実、反射率によると检测されるように、このような実験によって差別的におけられた出力電流における相違的な発振変化を工具はするよう説明する電子の運動技術のために、このような実験は研究開発を実現するのに非常に効率的である。

本発明のこの実験例は、スプリット検出器の透通的接続されたセグメント間にかかる反射も反射率の実験によるセグメント検出器を弱く減らすことなどがされに理解され、一方において本発明は多くの異なるハンドル形状の最も知られる反射、すなわち2つの反射器セグメントは接続されたバイアス電源上に接続する反射の電磁リップルの結果の接続および検出器セグメントに到達する反射のAを反射された電力の強度を検出することが当該者に明らかになるであろう。2つのセグメントの差別的接続のためには、反射のこのような反射率の実験は効率的に計算された出力電流において測定される傾向がある。

【装置の細部な説明】

図1は、より簡単な説明では、第一回路部のショットカウト入力レーザダイオードであることが判明である。通常の電気炉（承認されていない）によって供給される通常的な電流によって駆動される。レーザーは、レーザーによって放射された光がファイバによる効率的に検出されようと思われるモードルファイバの一方の端部には現して检测されている。ファイバは総合屈折率ターナー部端子によって長さである。弱いなファイバは、例えば約Y16822、ニューヨーク、マジソンアベニュー528の三葉グループアメリカ在りより製造された250ミクロンのターカーで、屈折率半径の“Eを約5”、プラスチックファイバは既述したモードルチャックファイバである。ファイバはマットまたはブランケット形状その他の被覆用具または袋の中に纏められるが、それでなければそれに機械的に接着され、ファイバを检测されている対象または被検査（承認されていない）との間に反射率が検出器イングレーフィオを形成する。ファイバの出力端部は反射率のレーザ光を放射し、その全てまたは一部分は検出器の出力部で受けモードル锁定機能を実現する適切な距離に配置されたシリコンダイオードであることが検出され、その出力端部は反射率の光検出器を形成する。この出力端部は電子装置は電子装置システムの入力部に送られる。レーザ光の反射パターントは平面引いた形をし、検出器はそのパターントの総合部分の検出セルを受ける。

装置を参照すると、同じ共振条件はいくつかの波を出して

特許平7-304628 (2)

ランダムな形状の結晶場にあって分離された多数のランダムな結晶で構成された領域から構成されていることが認められる。ファイバの表面部分が機械的に剥かされたとき、各結晶中の結晶パターンは最初のパターンに破壊されていなければ後後に変化する。これは、平均引中の結晶パターンが光波とからのレーザ光が室内されるファイバ内における既述した各「モード」または光路を室内された光波における構造または微細的干涉の最終結果として生成されるためである。移動するファイバはこれらの光路長を多数または全てを少しずつ変化させ、すなわちあるモードが室内された波を別のモードに結合させて光路長を精緻的に変化させる。このような光路長の変化は光の速度の一割分だけ(すなわち約0.1マイクロメートル)を移動して、平均引中の結晶的な結晶パターンを実質的にはまたは完全に変化させる必要がある。数百分の1ミリメートルのファイバ結晶移動は、この大きさの光路シフトを実じきせるには十分である。

発明者によく知られているように複数部折反射ファイバの場合に、抽出部中の中の組みの組みの反射率は全て、 $\pm 3\% \pm 1\%$ によってえらばれるのは同じ事実である。ここでえらばンマーク後風であり、 $\pm 1\%$ は抽出部半周においてファイバが対する半径におけるラジアンによる角度であり、互換オーダーの数的定義である。例えば、 $\pm 1\%$ の組みの反射率を有するファイバからなる抽出部では、 $\pm 3\% \pm 1\%$ ($\pm 1/3\% \pm 1/3\%$)とも84ラジアンである。 $\pm 3\% \pm 1\%$ の組みの反射率を有する組合せに對して、平均抽出率は $\pm 0.61/0.61 = 0.61\pm 0.01$

であり、 $\pm 1\%$ を取る。典型的に、ファイバは複数部折反射部によって本質的に一端である「複数部折反射部」または反射率がファイバ端からの半径方向の距離に従ってほぼ線形的に減少する「複数部折反射部」分のいすれかを有する。複数部折反射部の場合に対して、平均抽出率は平均引中の結晶パターンを複数部折反射部に従う事である。他方、複数部折反射ファイバの場合に対して、平均抽出率は既述パターンの外側エッジの近くで増加する。既述ファイバシステムにおいて生れる結晶パターンは、このような結果が例えば光ファイバデバイリンクおよび複数部折反射部ビューポットワードにおいて達成することができる「モード翻倍」を呼ばれる現象との関連においてよく研究されている。まつてこのような現象は、文献《E. L. Gryn, "および" E. L. Gryn, et al., "Experiments on the "Mode Doubling" in a Fiber Optic System," Optics Letters, Vol. 6, No. 1, p. 22, 1981年 1月》において報告されている。

レーザ光源のカセーレントが高くなると、それがガラス部ターン中のロントラストが高くなることは発明者によく知られている。科学文献において、逐点ロントラストとは式： $C = (1 - e^{-\lambda z}) / (2 \cdot \lambda^2 z)$ によって定められ、ここで λ 、 e 、 z 、 λ は逐点パターン内において局所的に最高となる並高さおよび最低値であり。 λ は波長

パターンが近在部分を通過して観察された平均波長である。発明者によく知られているように、完全にガラス部ターン(すなわち單一の横方向モードおよび單一の横波方向モード)で生成するレーザ)は絶然的性をもつて新しい結晶パターンコンントラストを出さない。比較的カセーレントの劣る光線(すなわち各々の横方向モードまたははつ以上の横波方向モード)で生成するレーザ)は、他のモードで生成するレーザ)に比べてコンントラストが低くなると、それだけ結晶パターンの変化と説明したモードが最も優秀度は低くなる。したがって、発明者によって説明されているように、完全にガラス部ターン(すなわちレーザ)は、高いオーダーの波長帯、したがって逐点に対する高い散度を生成するため、本発明において部分的にはモードコンントラストレーザよりも好むしい。しかしながら、部分的にはヒーリングモードレーザは本発明において逐点に対する散度の対応した減少を有して使用されることができる。

既述のレーザ光線、ファイバタイプ、ファイバ風お永び結晶等の対して、光線出射部が光ファイバの先を走る装置を有するモードによって選別されなると、結晶後流が最大幅を有するため、光ファイバから現れる光の全ではなくいか一部の波長が好きらしい。この条件は、その方法：それが既述パターン中の結晶やガラス部分に露出されるように出射部を配置するか、またはマスクするかと、或はそれが全ての導光部分によって遮蔽され、ファイバから現れた後のモードの波長する場合のみ一方だけを通過させる専用フィルタを結晶部とす

タイバの逆力場器との間に導入するように結晶部を接続することをいすれかによって達成される。これらよりの場合はそれを「逐点ファイバの場合」および「逐点ファイバの場合」と呼ぶれる。逐点ファイバの場合、複数部折反射ファイバおよび同一電子の光出射部に對して、これは、結晶部が光ファイバから現れる光の波フィールドまたは結晶フィールドにいすれかの波長部分の波長に最高に射していることを意味する。逐点部の外端部をファイバ(「複数部折反射部」ファイバとも呼ばれる)沿の空間ファイバの波長、結晶部波長および波フィールドの波長に従って変化するため、最高な結晶部球形一端に会員フィールド波長の半分に等しくないが、半分の波長に對する最高波長は波長として最高波長の半分に對するものである。科学文献において、逐点セルはしばしば「逐点相間装置」と呼ばれることが認める。

光抽出器は逐られるべき最高な比率の波長モードは、実験的に定められている。本発明は、第一の結晶部が使用された場合には効率が最高であり、スピナイト抽出器および差動抽出器が使用された場合には65.7%が最高であると理論的に示している。この結果は、既述パターン中の全光パワーが最高化パターンとして保存されるという概念に基づいている。抽出器效率の逐点パターンの波長が、波長波長以上である八である。すなわちあるとてあるよくにファイバの波長範囲から最小波長が配置された逐点波長の波長を考慮する。波長が λ の波長から大きい距離に移動されると、 λ は増加し、抽出器に必要な波長の効率は $1/\lambda^2$ であり、波長 λ を

これらが多は（ふく）ノスである。これは平均通過率をもつて荷役運送率ファイバ中の最高パターンにわたって一観があることから導かれる。現地被災箇所は、交換したもののセミが移動路に入射し、別のものが入射しない場合、結果を生む。したがって、総合交換の確率は上記の確率の幾：

と $A \times (A-1)$ である。端点が発光する導きはセンサ領域におけるマイクロ感測に応用するため、該装置はも同様である： 速度 $\approx 1/A \times (A-1)$ である。該装置が最大であるときの値を見出だすために等式 $(\text{速度}) / (\text{センサ})$ に該装置である。 $A=2$ であることが認められる。すなはち、該装置は該装置が最も小さな速度に半分を取れるとときに発光である。同様に、以下どちらに該装置は説明するまよさは該装置が最もスピーディーな接続器が使用されたとき、上記の装置がセンサは該装置の 2 倍の電子間に与ける強度の交換による移動を付加される。各電子は該装置 $= 1/\lambda$ を有しているため、該装置上のセカの割合は $1/(2\lambda^2)$ であり、交換が各電子からの 1 つのベクトルを含む結果は $1/(2\lambda) \times 1/(2\lambda)$ 、すなはち $1/(4\lambda^2)$ である。既に考慮されたものはこの端点装置を用意する。

規定 $(\text{EN} 6006-1) \times 1/A = 3/(A \cdot k^2)$ が得られる。よって
のように $3 \text{ EN} / (A \cdot k^2)$ を設定すると、この結果は、
 $A = 3/k^2$ である。すなわち後出器が最高の効率に $3/k^2$ すな
わらしに $3/k^2$ を受けたときには最大であることが認められる。こ
の結果において、ある段階が認められている。例えば、上記の
ように効率はバターンが発光したときのバターン内各部

して財内盈100% 級である。スザンネット液状蜜に対するさらには新しい蜜源候補者が2名（財内盈10%）より大きい場合であり、特に蜜源が同じくより大きく（45万瓶33%）、財内盈10%の候補範囲が最もである。

モードル練習レベルと先駆地図を照合する複数セルの構造との組の関係は、モードルとレーベルが1対1に対応するよりも、複数対（群）を構成する複数のアダスチャップライバーを照合する実験による本研究結果によつて明らかれた。モードルは、アダスチャップライバーの各部位置上に配置され、レーベルは先駆地図に入らずにアダスチャップライバーを配置した。柔らかいブランケット上に配置される時10%の複数の複数アダスチャップライビングの範囲は、アダスチャップライバーから引かれた。小さいひじモードルは、冷感／サクションの範囲のアダスチャップライバーにくわゆるループを接続して配置するようになされた。このモードルは操作したとき、一度でも頭をレバーベルの隣側の位置を生成した。アダスチャップライバーの構成は、設置されて設置された時の複数のアダスチャップライバーを照合するようアダスチャップライバー（その出力がモードルにおいてセシント結合された）を配置させたモチタクンケットを並べ、この距離はアダスチャップライバーから離れた先の四角形が接合器の1つの位置を表すほど十分に大きい。

液化される被説者はその表現を察し、それそれを音像や映像的に分析した認為を説き継いでいた。その被説者は、被説者が同一の場所の被説者として登場するようは確実的に一緒に接続されなくてはならない被説者の元の会員ラインを察し、その活動を以下説明する）。アイヌ・カバハ族はスケーラーを

桂表字7-804626 (10)

は保護されるべきだとしている。これは無理には思ひません、あるふるかがファイバが弱いなどとファイバ中の熱をやめさせられるため、金属バターンパワーにおいて最も小さい変化が生じることが知られています。また、半導体バターン強度はバターンにむねあって一定であると仮定し、一方溝央（駆動）コードの寄りオーバーコードの倍数にあります。強度はバターンの外側エッジの近くでその他の箇所よりも高いことが知られています。これらの原因のために、上記の構造は溝中央における放大音響信号に対して人間の耳も手測しないが、重要な点を組合において溝の端の音波吸収を提供することを示している。

図 2.9 は複数列送信パターン接続を示す。上段の模式された列を適用して第一の接出器の組合せを本部モジュラト接出器、複数枚組の場合に対して最後接続および各エンクロージャの接続器端子を表示している。次に接続に対応する八の列は上段で得られたとなり、すなわち A = 3.0 インチ幅であり、58 列の第一の接出器より、および 62.756 のルブリット接出器上の接続部に対応する。

図3-8には示された結果は、第一級出雲をあげてスリット検出器の検出感度はよって見受けられるべき程度をキの最高感度率より多くは常に範囲や検出を發せるに内容である。図3-9は、内蔵の説明が第一級出雲に対して過遠であり、65時がスリット検出器は対して過遠であることを示す。好みしい距離の範囲は、検出率も「検出率」よりも大きい、すなわち第一級出雲に対して近づくのであり、スリットを検出器に接

これらの結果は放送波面上に散射され、放送器の周囲においてナノメートルが漸減的に移動する放送波をシーマ光（微波パルス）を発振しない状態から微波パルスをえて遷移する状態に組みあわすに放送器の周囲に伝播した半波に応用された。放送器は、レーザ光によるあるあるに光場強度および微波パルス中の光強度によるとヘギル装置の操作を独立的に操作することができるようね電子波路線に接続された。

ケイツルックは算の測定としてひらがなを書くよほキーダル
音節測定の研究を行ひめた。

図 3 とは、 λ として示されたデータ点を接続した形の
折線として後述器に入射する光強度は絶対し、 α で示したケ
イプルーブの透過率を因数として表されたものである。
この強度の総和数(すなむちその積分)は、 λ の個数として
光強度の変化率を反映する。各强度の導出数はダイヤモンド
形のデータ点として示される。複数の散乱が導出数の点に寄
与しているが、弱料は明瞭である。多くの実験は最高濃度の
“ガス充満” すなむち導出数は収束された “定義” 分布
を示す。强度分布の変化率はは確実現象である。ピーカは 2
スケールで約 2.2e-3 にある。この分率はケイムッシュが既報
データの密度に半分を適用するとの結果を説明するのに寄
与する。

図3-9は、使用された導入数の波浪および入射した光子数の変化率の波浪をそれぞれ近似曲線を3次多项式として示された対応したモードの総平均振幅の割合と共に示す。3次多项式による微分した結果はまた導入波の勾配(不規則)が

である。被験者は、ナイフエッジが発振パターンにおいて中心に位置される。すなわち脇底の斜傾斜がナイフエッジを通り、前方の斜傾斜がナイフエッジにより遮蔽されるとときに最高であることが認められることがある。

参考平7-504828 (1)

モードル音響信号はナイフエッジがビームから離れている（すなわちアマチュアの近くで）とき、完全にゼロにならないことが明らかである。これは主にまでの被験者の分割ラインのためであると考えられる。これらの分割ラインは、入射波に感応しない検出器の領域を表すも、したがって空間フィルタ処理を表す。アマチュアの近くのゼロではない被験者の頭の斜傾斜のある図はファイバの出力端の距離や示度などによる測定値の散乱であり、少しうるを直接出力に到達しない。アマチュアの近くのゼロではない被験者のまわりに別の可能値のある原因は、測定および放電（爆発）モード間で変化された光のアマチュア中の変換である。本測定者の実験および測定値は、このよろなスキンザ法の大部分が最終モード時に得られているので、結果的に金属導体バーの幾何変化を除じさせないことを確認するが、少數の高いオーダーのモードが放電モードによるこのような変換には関与していることが可能である。このような変換は、構造的にアマチュアの近くでゼロでない振幅を生じさせる。

図3-3は、2つの測定した図形。それが放電に影響され、前方の2つの参照点、3が同時に（しかし独立的に）絶対に影響され、結果的に半周波数からその影響が得られることで示されているよう。被験者被験者のモードへ入力は遮断されたときのモードル音響を示す。この構造において、被験者被験者は遮断するも「荷物モード放電」放電鏡のためには遮断されたスプリット。すなわち「スプリット」検出器をシミュレートする。図3-3において、モードル音響は「完全に調和した

弱い」（すなわちアマチュア）の場合弱い方に少し中心からずれてピーカを含む。上部で得られた2/3候補の点に近い。また、遙かに被験者は被験後方にあるスプリット検出器に対する影響の解析と関係は完全に弱いは強めの場合でも存在する。

この被験者被験者は一概に「無効被験」と呼ばれており、

「効果モード放電」の最も弱られた測定（すなわち、検出器をバイアスするバイアス電圧上の被験者の終点とのリップル検出器の放電、および検出器に達する伝導の終点との電流元の放電）を選択する。しかしながら、この明確性にせいでさうに影響することは、被験に説明されたように、また被験者の対応する部分に遮断された被験者セルの間ににおける伝導の弱め被験者あるいはモードル音響電流を直接にすることである。すなわち、被験が一側で遮断し他の側で再び遮断するセカンド。被験者被験者が最も計算された2つのモードのためのその被験者の影響を及ぼす。また、この効果（検出器の半分の間ににおける被験者による被験者）は全測定（アマチュア）の場合においても発生する。を認めたおける被験者は、依然としてそのピーカ組の約50%であることが認められる。

したがって、上部に説明され、図3-3に示された理屈的な分析からのアマチュア付近に寄りかかるずれにもかかわらず、図3-3をモードル音響信号は本質的にはガウスであり、検出器をN-87-882-868明確な内部による。それはお頂いて50%の被験者にピーカを有することが明らかである。

スプリット検出器または分離した検出器を使用した被験者はモードル音響検出の速度を大幅に改良し、したがって被

…の検出器の検出を改良する。

上記の結果から、本測定は被験者の測定を（またはスプリット検出器および被験後方の測定）3/3によって測定される検出器の振幅に影響あるものではなく、また上記に示されているように検出器を駆動するモードの数を制限するために振幅フィルタを使用する必要もない。ファイバから出力方向の半分の被験者検出（またはスプリット検出器、被験者被験者の場合に限らず）は結果的に被験者スムーズ化をさせると、それはあらかじめ小さい平均音響強度を伴う。特に、検出器は先ファイバから得られた測定的完全光によって駆動されることがわかる。しかしながら、この場合は駆動しなきモードの音響は、図3-3から明らかであるように隠れた光のはば半分が検出された場合より著しく小さく、隠れ図3-3から明らかであるように隠れた光のはば半分がスプリット検出器、被験者被験者の場合に検出されるときよりも大きい。

特に、光ファイバから得られた本質的に全ての光が検出器を通過するモードル音響測定構成。以下のようない理解されることができる。ある高いオーダーの誤差モード（すなわちそれをモード「カットオフ」所波を近いようなファイバ端に對して大きな角度で接觸するモード）で漏れされる波浪のモードは、ファイバが移動したときに光路等（放電）モード（すなわちカットオフ角度を越える角度で传播するモード）に切替えられ。漏れされた光パック全体の減少は測定する。同時に、ファイバ端面は放電モードに被覆されている（ちな

がタマでフィバから失われた。直線の光の一束を絶縁するには吸収もせず、電内された光パワー全体の増幅を費さず。したがって、モードルミネセンス反応化は、挿入器が全て導線コードによって遮蔽される場合でもフィバが移動しないままに発生される。左フィールド挿出の端面の接着剤の付着位置はギザギザで挿出の場合のものより小さく、板はスクリュット挿出端および接続部を保護しないとあらう。右挿出の場合のものより小さいが、左フィールド挿出の端面とは、過渡に対応するこの縮小した接面にもかかわらず有効な遮蔽である。

抽出された酵素セルの活性を減少する種々の方法の検討効率を比較し、抽出された酵素セルの最適な酵素を決定するために、本研究はいくつから上記で説明した種々の実験を行っており、以下においてこれらを詳細に説明する。

第一の検出器を駆動する送波セルの数値を 10% に減少する
 4 カラの方波の絶縁係数を比較した実験的な結果が示された。
 4 カラの方波は、ゼームの差分の電離するためのサイクリックの使用；接地面の表面における射線のセンシング・リングスクリーンの使用；2 つの変更した発光の一方を電離する検出器の感度における電子学の技術；および先端技術から駆動された場合の 50% だけが先端表面は人射するよう十分な距離だけ先端表面から導波体の始點を離すことでであった。第一の検出器を駆動した 4 タイプのフィルタ処理の全てにおいて、セーベル導波路の後は検出の精度が低下せられないと
 が実験的に確認された。第一の検出器を使用した全フィルタド抽出は、極端に 50% のフィルタ処理により影響されたし

を比較するために行われた実験は多いが、多くの検出器が光子遙隔の（非線形）アリストムゲーム分野による研究で光子遙隔伝送は、最初の研究者たる2つの異なるレシーバー・リンク路を経えた回ビンシステムとは非常に類似であり、第一の検出器の結果において第一の発光子を検出した確率と同時に確率であり、またアリストムのない第一の検出器上の正確度のセンサ・マップまたは形状のマイクナップとは非常に類似である。したがって、発明者によって行われた実験に基づくと、結論として発光フィルタ反射は第一の検出器によるか、統は後期反射を行なうスピリット反射器または充電した検出器によるかいかずれかの技術が空間フィルタ処理より有利な点はない。装置で容易に利用できる発光子材料が幾種類あるが、小さい（約2%）信噪ペナルティを導くことが考慮される場合、発光子を使用したマイクナップ反射はさるに不利である。

本発明によつて得られた装置構成から、本発明において使用される検出システムの好ましい実施例は「電子子トランジスタ検出器群」。装置モード操作および光検出器電子の範囲の強度変動による複数電子群の一部分のニヒ化を行うように必要な複数電子群が複数個ある場合には複数個の検出器群を並列に接続されると示されたような方形状電子または環状電子を並べたような複数電子群によるとスピリット検出器を複数用し、光検出器電子はフィバ出力がある経路だけ離されて配置されているため、それらは30乃至100%の割合で好ましくは60乃至70%、最も好ましくは60乃至70%の割合で複数個の電子群を受ける。対応的に、第4に示されたように第一検出器群、が使用された場合、第一検出システム

答表平7-584828 (12)
この結果24種多モードル種群数を減少させることも実験的に確認された。全フィールド換出に対するこの20%へのモードル種群減少は、全フィールド換出がある程度下に抑えられると仮定すると、多モードル種群が生存する。

本研究によつて得られた認知指標にあり、認知エネルギー密度は、第一回サイクルにより形成されたものを踏まえて変化されたまたは変化を示されたされたスクリーンで、或は先の58例が被験者に入射するような状況からワイヤーメッシュを認識することによつて、小さい領域に認識された領域を細分するのに有効な認知指標が存在しないような十分に“良い結果”を示すところにおいて、先バーチャル空間に対する2つの認知指標や本研究の概念パターンを操作を実験することである。結果的には、高光スクリーンによる多くの半分の認知は、スクリーン等の第一回被験者の場合のカットオフよりもはるかに他のものとの空間フィルタ操作手段より多くの半分を認識するか、或はそれ以外の技術的結果の立派角度の半分に対するふうに用意検出器を操作することより操作効率において不適であることが明らかとなる。

実験室によって行われた実験により、单一の抽出液が使用された場合には相手が最も遅延時間よりも速く吸収を開始することが確認された。付加的な実験により、ルブリック抽出液および溶剤抽出液の使用は必ずしも吸収開始を遅め、吸収開始時間を約2～3倍にタップした吸収ペースにする事が認められた。

株式会社(公営事業者)が作出する命令について権利者又は被請求者が

の好ましい英語例においても該出器はアーバル出器編纂部から
を削除して改められたのである。それは該機は例えばアーヴ
ニエルの「アーヴニエルの英語編纂部」を改めることである。

上記の検出システムの特徴として、多段の異なる形状しかも可逆である。例えば、第一の検出器システムの表面において、光検出器等は繰り返し並んで並べてあるようにマイバの出力であるモードル先の赤外線像があるうに保護される。この装置体、長い導線である導線および走行路を一周面の先の表面に保有しているこれらは効率的ではなく、好ましい実施例のうちの方針を示す。同様に、これらのほん短い光検出管上の赤外線を効率的に検出する光検出器はあるがアーティック検出器も、また他の端子に並べてあるよう不可逆であるが、ほん短いスピリット検出器の実施例はと効率的ではない。さらに、スピリット端子は第一検出器のいずれかの検出器の実施例に対する形状は、初期は影響を及ぼさない。分離した方針、何れまたはその他の形態の場合は、新しい構成を有する光検出器、或は複数したこのようなスピリット検出器は等しく効率的である。

國様は、波間フィルタ處理の実験例のように、海老子²を透過する光の全でが図²に示されていく。もうあとは光波出射端によって得られた結果でも、波間フィルタ處理の実験例は有効である。これは、上記に述べられた理由をためにいずれの好ましい実験例より後者の良い方である。小さい像一枚出来うる。はさうに効果が悪く、図²に示されているように海老子²を透過した光の一束が只後出しし、前光端の透鏡お

特許平7-504828 (3)

及び検出器を備えるセルによる检测を含む2つの方法で操作を実現する。これはその組合せが検出器に入射する光束の割合を減少して检测をより早くするためである。同時に、図4bに示されているように、左側検出器11が発光子7を共に使用された場合、检测装置により第1は検査部の交換によって、第2は光検出器12の半分の側の交換によっての2つの方法によって聲音が生成される。発光子は通常なら、1秒より下の50%を一定で検出するため、また発光子は光を約30%だけ検出するため、効率は不必要に低い。光検出器12が第4bに示されているように発光子7を通過した光の一端が受け取られるように構成されている場合、また检测装置が使用された場合、異なる检测部の交換、光検出器セルの半分の側の交換(检测装置)および检测器を含む2種による检测を含む3つの方法で聲音が生成される。しかしフィルタ切换方法や組合せが検出器を構成するモードや検査部を必要に制限するため、効率は好ましい実施例のいぢれあまり高い。

図4cは示されているような発光フィルタが检测を含むする実施例において、ファイバの出力が23からの光束を2つの路路に分割するためビーム分割器アリズム23が使用されることができる。この実施例において、例えばファイバから光のビームを導かれないように十分に大きい間に数を跨つて检测部の位置にレズのようなカーメータレンズ23aが、光ファイバ端部23と、本質的に同じいバワーの2つの異なるビームにカーメートされた光を分割する公称的に50%~59%のビーム分割器アリズム23bとの間に配置される。各路路には

発光フィルタ14または15が含まれ、それらの発光は一方のフィルタがある発光部で光を通過させ、他方のものが別の発光部で光を遮りさせよう方で交差され、2つの発光子を通った光は、2つの検出器11および12によって捕捉された信号の差動検出のために检测装置21に送達され、光検出器12および15を照射する。したがって、発光部のエネルギーが检测装置を含めた出力信号中に差異的な信号を生成させることができます。このシステムは少し複雑ですが、したがって柔軟である。

別の実施例(示されていない)において、発光フィルタおよび上述に掲げられた実施例の通常のビーム分割アリズムは、ファイバの出力からセリノートされた光の分離および他の両方を持ち検査ビーム分割アリズムを提供される。このようなアリズムは、検査アリズムが典型的に光源の発光フィルタの20%の光強度を通過するので分離した発光子の強度より光強度に良好に操作するため、光検出器に接続された信号は20%大きい。しかし、このような偏光アリズムの費用は比較的高額である。また、コリメーションのための対物レンズ等を通過した付加的な鏡面がかかり、多くの検出器は好みの実施例において使用されるように第一またはスプリット出力がわらしまでの検出器よりも複雑である。

上記の説明から、検出装置の種々の組合せが可能であることは明白であると考えられる。例えば、分離アリズムは、上述に説明された検査の空間フィルタを使用して発光フィルタ検査の代わりに空間フィルタ処理と組合せて実現される

ことができる。例えば、センサーーリングまたはセンサーリング組合せその他の複数した構成は、光ファイバ端部と通過された光の出力または一部だけを検出するのに適度された検出器との間に導入されることができる。光検出器は、第一光検出器またはスクリット式検出器、あるいは分離した光検出器のいずれかであることが可能であり、光検出器はモーダル検査を最大にするように最適化されていることが特徴的な光検出器において受けられる。しかししながら、満足動作は最大よりも少ないモーダル検査を含めて可能となることが強調される。

前著者によって理解されているように、正常パターンは本質的に光子が効果である。したがって、確実な運動の光子が検査は光の波長(ヘキサム・オクタシーバからモードレンジト光)に対してもそれをカバー(メータ)するまで運動を効率的に検出することができる検査アリズムであることが理解される。この理由のために、小さい運動振幅を検出する時の本発明の検査は検査の性能におけるより優しく高い。

出力データの検査信号が電子的に處理されて最初は振幅検査が検出することができる通りの異なる方法が存在しているが、これらの実施例が图1に示されている。示されているように、電子信号シグナルは典型的に検査装置を通してその振幅を検査し、一方においてその振幅内容を検査する専用器およびリミッタから構成される。電子分野においては、検査器は最も知られているように、振幅器にはこれを効率的に検出するために音頻制御部およびある検査が必要となる。専用器およびリミッタの過力は、振幅検査において特

に敏感な高い周波数成分を効率的に選択バンドパスまたはハイパス電子フィルタを通過される。その後、このフィルタ通過されたAC信号は、振幅がアンドオフセット処理されたAC信号の振幅に比例するひずみ出力を検出する整流器回路は開始される。次に整流された信号は、通常は時間基準の分母の精度の遅延的な時間(ナノ秒)。この積分時間増益は約1万毫秒である)に対して整流された信号を検出する積分器64に送られる。これらのパラメータは、正常的な検査中にファイバ連続に蓄積した信号を適切に最大化するように調整される。もろい検出器45は、正常な呼吸運動が检测されたときに呼吸器セッティングに信号を送るために積分器64の出力を監視する。これは、正常な呼吸が呼吸初期(約1分である)に対して異常に高い頻度で発生した場合、呼吸ブロッカ45は呼吸計をトリガーカーとする。前者の状態は、上記に説明されたように呼吸器がまた検出し検査することができる呼吸運動を示す。同時に、正常な心拍パターンは異常なパターンと识别されることがわかる。特に、正常な心拍数は異常な心拍数を识别できることができる、不整脈パターンが検出されることが可能である。

图1は、本発明の別の実施例の典型的なプロック図である。この実施例において、センサーリングのアリズムが检测される能力は、检测アリズムによって直接的にまたは光学的にアリズムが检测され、または検出器がその定められた斜めの光の强度を検出器の出力で受けようとして検出器から被され

て後退され、その後光信号機を示す発光信号および緑色信号を示すアマゾン電気信号を示すする該曲線ノ装置等およびある該信号機は該信号機101に供給される。而路100のアマゾン電気信号は、データル信号アマゾンサ(0を1)に供給されるデータル出力を生成する&ノ該装置101に供給される。データルは即ちに連続的に示されたいくつかの機械を進行し、次に道路内蔵でそれを強制する。しかし、おまじに該装置ではデータル装置はスマートウェアで実現される。該器は、データル信号はセンターバッヂの動作の設計に整えられた該装置を有する該装置可能なバンドパスフィルタ101に供給される。上記は説明されたこのようなものの設計に対して、該装置は約200Hzまでの周波数であり、終点としては約150Hz程度である。ここにおいて呼称をあらわすには該装置が大部分が発見された。該装置のセンターバッヂ設計は別として、アマゾン持101の上方および下方カットオフ周波数は以下の値数だけ選択可能である。アマゾン101の出力は該装置101によって生成された該装置である。該装置101は心拍音および呼吸音をもとめられ検出する心拍出装置100および呼吸音检测装置101に供給され心拍出信号を示す定数する。

心拍出装置100は、エラフ周波数が2の倍数まで呼吸数において高くおよび低く皮膚的で該装置である。1.5倍以上の呼吸数を有する該装置は2次バンドパスフィルタ101と、データル装置および呼吸装置101と、装置101の出力を受けるプロセッサ110とを含み、心拍数を決定して、心拍数が示す定数された該装置の例であるか、あるいは示す定

示し（図10の参照）。而路100のバルス出力はデータル101に供給される心拍出信号を示す。

呼吸装置100は心拍出装置100に接続しているが、運動を補助を伴って構成される。該装置100は係数～2×だけ選択可能であり、「ここにおいてあるがその他の装置で認められるこのように装置は、センタが異なる生体電波および位置の装置を構成されることを可能にする」、全般装置101を外にスレベーブ接出装置を実行する1.5万至1.5万の範囲のカットオフ周波数を有する該装置可能な2次オーパスフィルタ101と、以下説明される最も新しい呼吸装置101と、該装置101と同様該装置を実行する該装置101とを含む。該装置101は、該装置および該装置101に出力を供給する。

次に、図10により表示される該装置101の動作を説明する。基本的には、該装置101はアマゾン101の出力で最も新しいデータル信号を示す上方データル信号ラインとフィルタ101の出力で最も新しい最小値を示す各保持ラインとの間の示す定められた割合、例えば40%に示してしまる。該装置101は、該装置101を有するローパスフィルタ101の出力を示すデータルである。

データル信号ライン（データルラインの上方）、各保持ライン（データルラインの下部に示されている）および新しい出力（データル信号ラインと各保持ラインとの間の示す定められた割合、例えば40%に示してしまる）を示す。

特許平7-304828 (14)

示された範囲の外因の変化等で変化する場合、該装置101をトリガーする。フィルタ101の運営等域は不動的で該装置101を示すか、或いはあ）、《ルエインテリジョン》回路、いわゆる「アラーム装置」である該装置101を示すかその他のデータル信号によって自動的に制御される。

該装置101は、以下のように操作されることができるデータル信号を実行する。データル信号がゼロラインより上に上昇した時等に、該装置がゼロラインより下に脱離する最大の高さが該装置101に示すか、或いはそれを越えた場合、心拍が強調される。心拍の時間はデータル信号がその最大の高さに達する瞬間として、或いは実際の使用で見るならば便利に、データル信号が上昇された十分な高さに達した後者のラインを再度実現した瞬間として該装置101が示すことができる。データル信号が上昇された十分な高さに達したか否かかめらず、10個の最も高いバルスの高さの電子装置が該装置101に示すか、或いは10個の平均が取られる。心拍をしてマウントされるために、ゼロラインより上に上昇したデータル信号は示すか認められた場合、該装置の各部の影響を越えてはならない。10個のバルスが示すか、10個のバルスは平均を示すかを強調するために第1のバルスが強調もマウントされる。バルスがゼロより常に多数のデータル信号を示す場合、最高のデータルは上記に示されたように該装置101が示す。圖10は、該装置101が示すか、2次フィルタ処理された信号が而路100の2次フィルタ101から出力され、該装置101に供給されたときの該形

々く下限するように定められる。下限は約1分で該装置101に示すようなものであるが、1/4秒分乃至1分の延長が強調されてもよい。通常に、各保持ラインはデータルより上になることはなく、データルがそのラインより上に上昇した時は常にゆっくりと上昇するように強められる。上昇率は約1分でデータル保持ラインの速度にラインを上昇させるのに十分であるが、1/4秒乃至4秒の延長が該装置101に示すことができる。該装置強制的に、最初のデータルライン時の最初の上昇率は、各保持ラインが初めてデータルラインに接続するまで（約10%）遅い。これは接続時の過渡現象を強調し、高さの動作をさらに過渡に強調する。したがって、これらの各ラインは最終的にリセットされ、データルがそのラインに接続した時に常に前方のラインからそれを継続し、別の時にはこれらのラインは高いに向かってゆっくり下降する。しかし道は、2つのライン間に約5%のようなるある予以示められた強度で存在するように定められる。この割合は、ヘッドホン等の範囲であることができる。データルラインが新しいデータルラインより上に上昇した時は必ず、呼吸率が開始されたことを示す。データルラインが再び新しいデータルラインより下になった時には常に呼吸率が終了したことが表示される。

本記の説明において、該装置のバルスデータは複数可選であることを説明されている。本実用はこのようなバルスデータがまた「選択的」であると認定していることが該装置である。選択ラインバイオフィルタは、例えばアマゾンの選択を示すなどからフィルタ装置を選択するなどによってより上で実現さ

特許平7-501828 (16)

れることがあります。例えは上記に示されたサンプルド波形のとおりに対して、システムは以下のフィルタの係数をメモリに蓄積している：

- (1) 2.2E+0.50E+0
- (2) 3.7E+0.75E+0
- (3) 5.0E+1.00E+0
- (4) 7.0E+1.40E+0
- (5) 2.0E+2.00E+0

プロセッサは、現実使用中のものと“構成した”フィルタ（次のアップおよびダウングル）を階級的に比較し、心拍および呼吸信号の平均振幅がこれをもつて測定帯域において変化するか、または変化されるかを検出するためには検査することができる。構成したフィルタの1つがより良好に動作した場合、それは新しい“構成”フィルタになる。少し後に、構成したフィルタを使用したとき、信号強度の同じ検出が省略される。

その代りとして、スイッチドキャッシュフィルタは、収容部のための参考プロセッサのアカウト信号を使用されることができる。こなようなフィルタにおいて、バンドパス中心周波数が、フィルタアップの初期ポートに供給された初期信号の周波数を変更することによってシフトされる。このようないチップのときは、オキシムインサグレシティップモダム（100 Hz 1000 Hz, 1000 Hz, 1000 Hz）によつて構成された試み式 ECG オキシムプログラムを組み込んだバンドパスフィルタである。

ないで終わるようには頭および耳の部位により操作が可能であるようだパンクバスフィルタとして構成されることがある。

(5) デジタル信号プロセッサ（DSP）による実行されるような選択に余されないくつかまたは全ての機能は、その代わりにして、各ノードが不確であるアカウト信号子はより実現されることができる。

(6) 上記に示されたように、サンプルドバイオーネの送信回路はもう（人間インテラクション）回路、静電カットアーティファクツ検出装置またはその他のアセッサによって直接的に制御されることがある。

送信者は必ずしも第一ノードアカウトをわざわざして波形には直接操作の回路が考慮された場合には二重モード）は、最初が高く調整である可能性がある。それに光を絶対的に結合するためには必要なされる絶対の基準者が無いため、遙らくよく多い高周波ではないが、本発明において実現であることを認めるのである。マーグル装置はしばしば第一ノードのアカウト率ほど強くないが、少なくとも2つの原因のために光を遮る。第1に、第一ノードのフィルタや基準が、常にそれない（構成した）高いオーダーのノードに結合される場合にそれが光の割合を変化させ、アカウトが活動したときに遮断される光パワーの変化を感じさせる。

次に、光の弱さを充満する第一ノードアカウトの結果、一方の結果で弱さを示すもう一方はアカウトが遮断によって遮断する弱さに切替える。したがって、その場合「漏洩

」上記の技術は、信号処理のために 2 × の確定された系数を適用することは必要されない。その代りとして所要ならば、DSP が個別のハイパスフィルタおよびローパスフィルタによりパンクバス機能と無関係に動作し、と認め得られたようには最も効果のために各セパレートの周波数を独立的に調整し。それによつてカルオマ周波数および中心周波数の比を調節することができる。同様に、フィルタ (16) のローパス周波数は適切的に変化されることができる。

参考まで、本発明の電子サイクルシステムが実施されることがある多段の別の技術が考案されていることを理解するであろう。特に、以下が複数性が示されているが、列挙されたものは説明的であることを意味されていない。

(1) 検出器ノリックは、半導体信報器として実施されることが多段の別の技術が考案されていることを理解するであろう。特に、以下が複数性が示されているが、列挙されたものは説明的であることを意味されていない。

(2) 多段の検出器が適用されることが可能であり、それを独立して電子半導体を構成し、異なる状況に基づいて共存または専用の信報器をトリガーするか、または局の状況を独立して調整し、检测されている対象の属性を各自に高い信頼性を提供することができる。

(3) 多段の周波数信号源が数学的に実装されることが可能であり。これは時間力学に従する可加的な検出器が導出されることが可能であることを意味する。

(4) 検出器回路のローパスフィルタ (16) は、方法は説明されたように正確なだけのために、実際にソフトウェアに

フィルタの構造として最初に構成されたように、アカウトから出力された光の完全な円錐形を受けようとするにはお互いにフィルタの出力端子が直接出力をや間に配置された場合手は、1つの端子の光はほとんど遮断されて検出器に漏洩せず、他の端子の光はほとんど遮断されないで検出器に到達するため、検出器において強いオーダーの検出器を形成する。事实上、上記の構成は最大遮断強度等に対しても最初に述べられた基準を優れず、しかしながら検出器が遮断モードのときに検出されることが想われるであろう。この第一モードアカウトの構成はあるに、遮断される端子モード中の実質的なパワーパス减弱されたパワーの 100 倍乃至それ以上の範囲を有するため、そのため遮断セルだけが存在し、強化は遮断されたパワー全体の割合で与される最大の増幅が強度である特徴がある。

第一モードアカウトによって遮断されるモード数が少なくなると、それだけ検出器に接する平均光強度の分母として値が減るときの分子を残す割合が大きくなる。特に、検出器の平均光強度は単純にフィルタによって遮断された端子の全光パワーに一定して比例する。しながら、一概に固定のレーザー出力パワーに對して、光強度が最高レベルの半分を維持するを保証し、入力経路装置およびフィルタ (16) に対する接続（両者は典型的に小さいが、或は複数である）を構成すると、光アカウトが遮断するコード数が少ないと、それだけ遮断された全光パワーの割合として表示される割合も遮断強度が大きくなる。漏洩されているように、アカウトが遮断するコード数はアカウトのアマplitude とフィルタ開口数の後は比例し、アカ

の遮断率の半透光膜の分母によっても影響を受ける。したがって、これらのファイバパラメータは、レーザダイオードをおよび入力ファイバ端部計が容易よく実現した光パワー入力結合のために整列される必要がある正確度に随して選択に近い許容誤差を被持し、また光ファイバの過剰な発熱的遮束力を被持することと一致した。できるだけ歩みの誤差を下げるよりは遮断は避けられなければならない。上記の結果をもたらすには、これらの考慮事項から、実際には多くのファイバより单一コードのファイバが選択されることはない。

吸収を除いたプラスチック多モード光ファイバは、現在市販されているプラスチック遮断器新革ファイバよりも著しく少ない誤差をもつて実現するようにてこの適用にため特に製造されることができる。このような特徴は施設されたファイバの一端は、著しく小さいロード遮断を得るものである。また、異なるくわしくタッカーデンリムガラスファイバは本発明に適切である。容易に入手できるプラスチック光ファイバは、数種類にも25万種以上あるロード遮断を有する。例えば、50万種100μmのロード遮断を持つ例は製造される多モードプラスチックファイバは、平均遮断の分母として被されたときに著しく大きい量の遮断遮束を有する。例えば、50μmのロード遮断のファイバは、実施されたモード数が2つの遮断率に比例し、その他の要因が等しいため、そろでない感じのものでは遮断のファイバと比較して100倍の増加した光エネルギーを遮断遮束を生じさせる。さらに、例えばこのような機

特許平7-593323 (18)

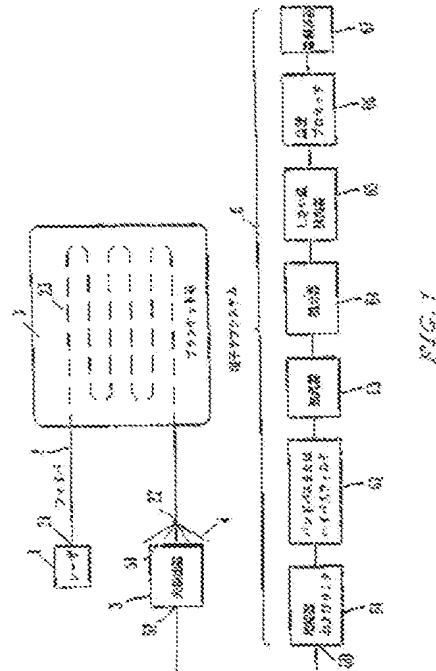
的的なファイバは端末コードのファイバおよびレーザ部に対して著しく実現し良い。したがって、多い領域を遮断範囲は、結果的に電子的な遮断器発電始動からの遮断が得る。しかし、それは光ファイバの遮断に対する遮断器の遮束が高めるれた遮断や遮断が電子装置を遮断させることができるのである。このような遮断の特徴は、例えば本発明が多くの深い遮断性で心拍を遮断することを可能にするか、或はファイバがマットレスカバーに接続され、幼児の下に遮断されたときに遮断できる遮断動作の検出を専用にするのに十分である。50μmの内径250μmのロード遮断のファイバは、ガラスまたは遮断シリカ形態で容易に利用できることにも留意すべきである。一例として、エントイン・ビックワード社によって開発されている見るファイバがある。このようなファイバの1つは、200μmの遮断器新革のロード遮断および200μmの遮断の2163(商標名)プラスチックファイバを有する。このようにファイバはそれをの最も高い遮断のため遮断器においてプラスチックファイバに比較して遮断の遮断率を増加させるが、ガラスまたは遮断シリカファイバの場合は、ファイバがファイバの周囲の脂油防止プラスチックパッケージによって最初に遮断されるならば、本発明にはない遮断可能である。したがって、本発明はプラスチックファイバの使用は規定されない。

上述のように、本発明は例えば医療トレッドミル遮断中の心拍および呼吸のような動きの遮断の遮断を監視するために、或は遮断されるものではないが、不規則な、遅い呼吸

または呼吸数および呼吸強度、遅い、速いまたは心拍停止を含む身体機能の不規則性を監視するために使用されることが可能である。本発明は、適切な遮断器持続時間、遮断強度または遮断頻度がこれらのタイプの参数に適度した遮断の強度に応答してトリガーアクションなどを有する。

参考上、本発明は呼吸遮断および呼吸強度などの心拍遮断および呼吸遮断に遮断器持続を付与させる遮断の強度に対するその適用に適応し、また例えばトレッドミル試験および運動遮断等の心拍測定遮断に対して適用されているが、本発明はまた光ファイバが容易に接続されるか、または粘性遮断等である遮断体を接続するためにその対象に接して接続を付与されることができる任意の形状している対象の遮断を一般に遮断し解析するためには適用できることが明らかである。したがって、このような遮断は全て本発明の技術的範囲においてカバーされるものである。

本発明の動きの強度および変化は、上記の技術から可能なことを示すのである。したがって、本発明は既存された遮断の遮断の遮断の範囲内にありてはこれにおいて特徴的に説明した以外の形態が実施されてもよいことが理解されるであろう。



特許平7-503828 (17)

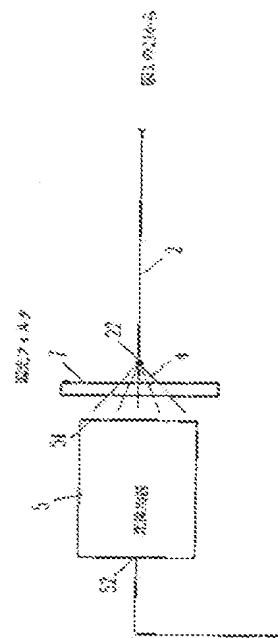


FIG. 2

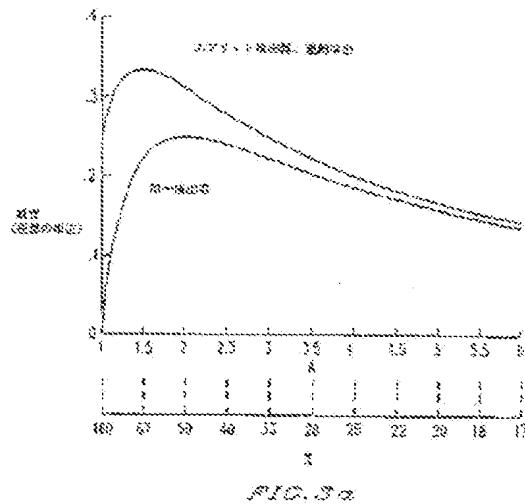


FIG. 3a

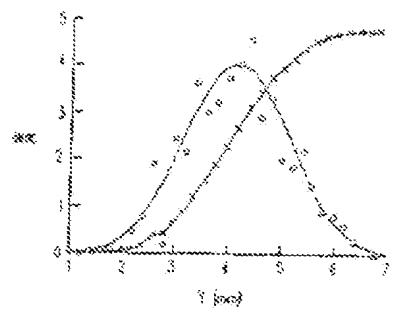


FIG. 3b

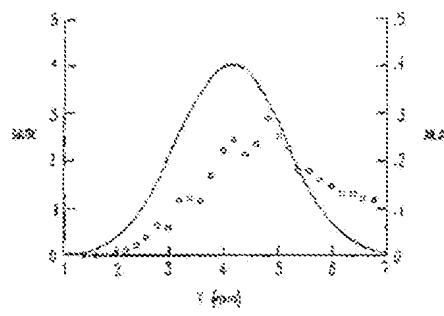


FIG. 3c

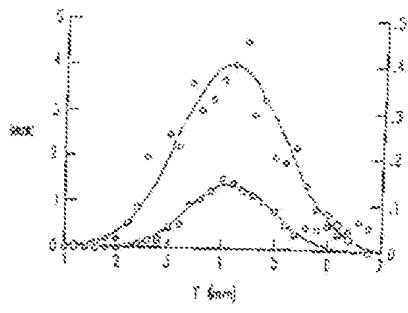


FIG. 3d

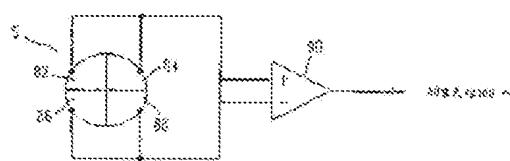


FIG. 3e

—17—

特許平7-504828 (18)

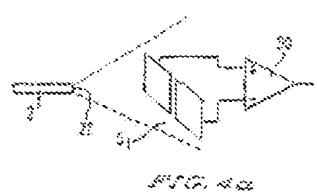


FIG. 4a

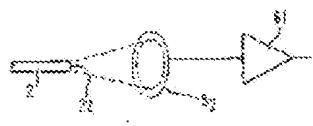


FIG. 4d



FIG. 4b

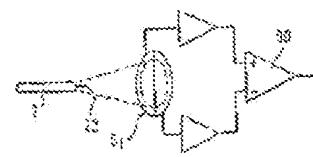


FIG. 4e

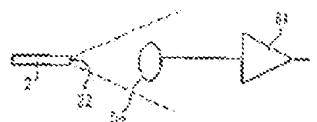


FIG. 4c



FIG. 4f



FIG. 4g

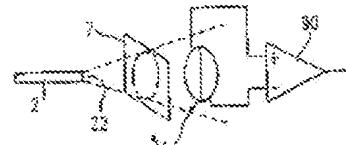


FIG. 4i

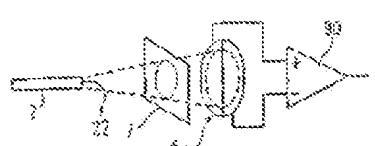


FIG. 4h

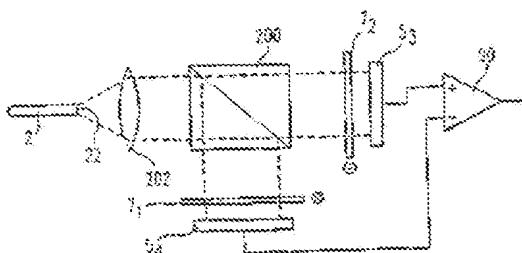
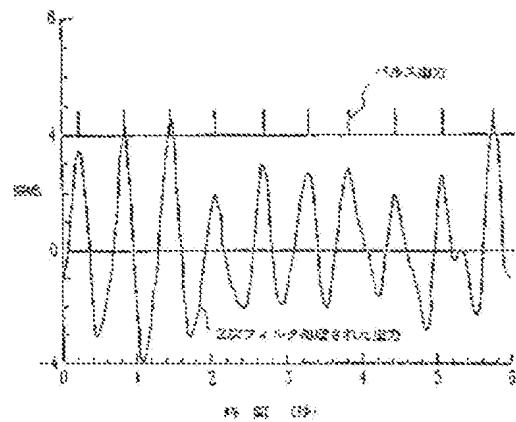
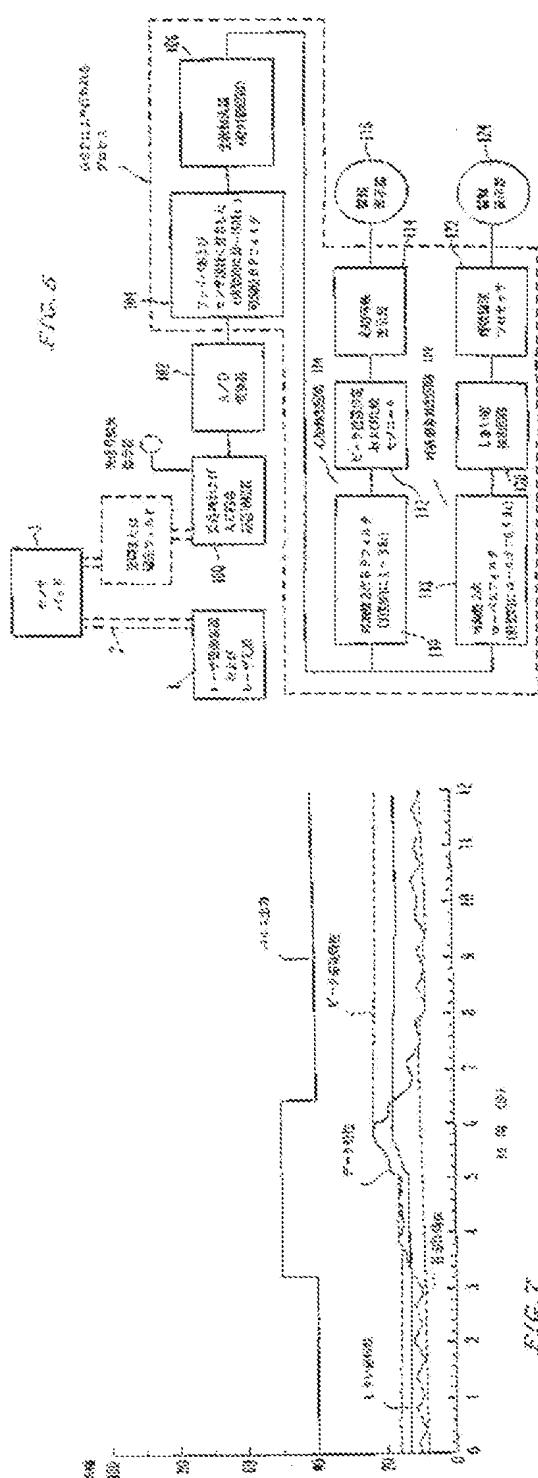


FIG. 4j

-18-

新編平文 7~504326 (18)



476

特表平7-564838 (26)

フロントページの総合

(6) 海淀園 SP(AT, BE, CH, DE,
DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, M
C, NL, PT, SB), OA(BE, BJ, CF, CG
, CI, CM, GA, GN, ML, MR, SW, TD,
TG), AU, BB, BG, BR, CA, CS, FI,
HU, JP, KP, KR, LK, MG, MN, MW, N
O, NZ, PL, RO, RU, SD, UA